

## РОБОТИЗИРОВАННЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ИНВАЛИДОВ С АМПУТАЦИЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

*Г. А. Солодимова, А. Н. Спиркин, С. В. Саракуца*

## ROBOTIC COMPLEX FOR REHABILITATION OF DISABLED PEOPLE WITH LOWER LIMB AMPUTATION

*G. A. Solodimova, A. N. Spirkin, S. V. Sarakutsa*

**Аннотация.** *Предмет и цель работы.* Объектом исследования является двигательная активность пациентов с различной патологией нижних конечностей в процессе протезирования. Предметом исследования являются методы и средства контроля двигательной активности пациентов с ампутацией нижних конечностей. Целью исследования является разработка реабилитационного комплекса, позволяющего повысить эффективность реабилитации пациента при ампутации у него нижних конечностей. *Материалы и методы.* Для решения поставленных задач в работе использовался клинический анализ походки по временным, пространственным, кинематическим, динамическим и энергетическим параметрам. *Результаты.* Предложена структура роботизированного комплекса, позволяющего повысить эффективность корректировки параметров протеза за счет организации биологической обратной связи с учетом индивидуальных особенностей пациента. *Выводы.* Использование предложенной конструкции роботизированного комплекса позволит снизить механические нагрузки в процессе доводочных операций при создании протеза нижних конечностей. Расположение массогабаритных блоков роботизированных механизмов в стационарной приборной стойке обеспечивает естественную походку пациента.

**Ключевые слова:** ампутация нижних конечностей человека, бионический протез, электрод, электромиографический сигнал, роботизированный механизм, датчики.

**Abstract.** *Subject and goals.* The object of the study is the motor activity of patients with various pathologies of the lower extremities during prosthetics. The subject of the study are methods and means of monitoring the motor activity of patients with amputation of the lower extremities. The aim of the study is to develop a rehabilitation complex that improves the efficiency of patient rehabilitation during amputation of his lower extremities. *Materials and methods.* To solve the set tasks, a clinical gait analysis was used in terms of temporal, spatial, kinematic, dynamic and energy parameters. *Results.* The structure of a robotic complex is proposed, which allows to increase the efficiency of adjusting the parameters of the prosthesis by organizing biological feedback taking into account the individual characteristics of the patient. *Conclusions.* Using the proposed design of the robotic complex will reduce mechanical stress in the process of lapping operations when creating a prosthesis of the lower extremities. The location of the oversized blocks of robotic mechanisms in a stationary instrument rack provides the patient with a natural gait.

**Keywords:** amputation of human lower limbs, bionic prosthesis, electrode, electromyographic signal, robotic mechanism, sensors.

### **Введение**

Уровень комплексной реабилитации и качество жизни пациента с ампутациями нижних конечностей в основном зависит от качества протезирования. Плохо подобранный протез приводит к риску возникновения ряда ме-

дицинских осложнений, включая дальнейшую ампутацию, кожные заболевания и, как правило, чрезмерную боль в обеих ногах. Столкнувшись с этими проблемами, многие ампутанты решаются на значительное уменьшение или даже полное прекращение использования протеза, оставаясь, по существу, неподвижными. В свою очередь, хорошо подобранный протез поможет человеку вернуться к нормальной жизни в социуме: учиться, работать и даже заниматься спортом. Он дает возможность полноценного существования и развития, позволяет быстрее оправиться от полученной физической и психической травмы, связанной с утратой конечности.

В настоящее время метод органолептического обследования является основным методом при оценке клинических показателей. Функция движения не подходит для наблюдения или исследования с помощью органов чувств, поэтому требуется специальное оборудование [1]. В результате его отсутствия врач вынужден действовать практически вслепую, методом проб и ошибок, полагаясь на косвенную информацию и собственные органы чувств, довольствуясь измерительной лентой, угломером, отвесом и прочими примитивными приспособлениями. За рубежом для контроля двигательной активности ампутанта активно используется специализированная аппаратура, но зарубежные системы являются дорогостоящими. Кроме того, данная область относится к высоким технологиям, и поэтому продажа такой аппаратуры в Россию попадает под действие санкций и недоступна российской медицине. В связи с этим возникает необходимость импортозамещения.

Целью исследования является разработка реабилитационного комплекса, позволяющего повысить эффективность реабилитации пациента при ампутации у него нижних конечностей.

### ***Материалы и методы***

Протезирование нижних конечностей – это система медицинских, технических и организационных мероприятий, направленных на восстановление утраченных форм или функций ампутированной конечности. «Реабилитационная эффективность протезирования нижних конечностей зависит от следующих факторов:

- уровня ампутации или врожденной патологии конечности по типу культы;
- размеров культы (длины и периметра культы на определенных уровнях);
- формы и функционального состояния культы;
- причины ампутации (например, травмы, сосудистая патология, онкологическое заболевание, диабет и др.);
- функциональных возможностей протеза, обусловленных применением узлов различных конструктивных разновидностей;
- применяемых материалов;
- правильного выбора схемы построения протеза;
- качества изготовления протеза;
- степени обучения и освоения протеза инвалидом;
- общего соматического состояния человека;
- сохранности второй конечности» [2].

Основной целью протезирования является восстановление функции сокращения утраченных или укороченных мышц и кинестетических ощущений,

утраченных в результате ампутации части конечности, и обеспечить как можно более антропоморфной ходьбы.

Ходьба является наиболее естественной формой двигательной активности, которая не требует специального обучения, причем отличается большими нагрузками, так как мышцы и системы жизнеобеспечения обязаны переносить вес тела. В привычных условиях человек не задумывается, как ему идти, куда поставить ногу, когда и как переносить вес тела на другую ногу. Все совершается автоматически. Человек имеет лишь целевую установку. Важно то, что в акте формирования шага участвует весь опорно-двигательный аппарат (ОДА) человека. Это позволяет проводить исследование не только функций нижних конечностей, но и центральной нервной системы (ЦНС), используя ходьбу как интегральный двигательный тест.

Основным элементом ходьбы является шаг. Самое короткое время, прошедшее от данного положения до его повторения, – это время цикла. При ходьбе время цикла называют также «временем двойного шага»: каждая нога в своем циклическом движении находится либо на опоре, либо переносится на новое место опоры. Типичный цикл ходьбы схематично приведен на рис. 1. На каждом шаге, совершаемом правой и левой ногой, выделяют характерные интервалы, которые называются периодом опоры и периодом переноса. Наиболее характерной особенностью ходьбы является опорное положение одной ноги (период одиночной опоры) или двух ног (период двойной опоры). Как период опоры, так и период переноса разделяют на две основные фазы, а именно: период опоры – на фазы переднего толчка и заднего толчка, разделенные моментом вертикали; переноса – фазы заднего шага и переднего шага, между которыми также находится момент вертикали [3].

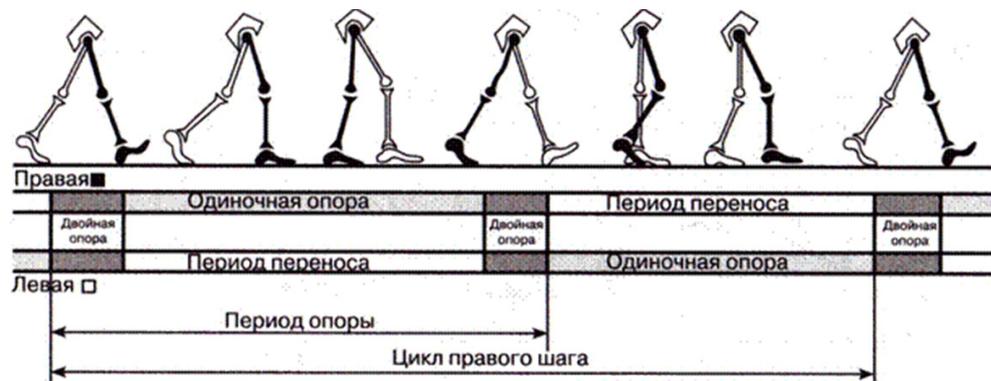


Рис. 1. Типичный цикл ходьбы человека

Когда человек идет, происходит непосредственный контакт с опорной поверхностью, при этом возникают силовые факторы, таким образом происходит компенсация утраченной энергии мышцами. Мышцы включаются для перемещения центра масс из нижнего положения в верхнее, восполняя утраченную энергию. Наиболее эффективная ходьба связана с минимальными вертикальными перемещениями общего центра масс ОДА. Однако если происходит увеличение энергетике ходьбы, то это приводит к увеличению амплитуды вертикальных перемещений, т.е. при увеличении скорости ходьбы и

длины шага неизбежно происходит увеличение вертикальной составляющей перемещения центра масс. Во время фазы опоры шага происходят постоянные компенсирующие движения, которые минимизируют вертикальные перемещения и обеспечивают плавность ходьбы (рис. 2) [4].

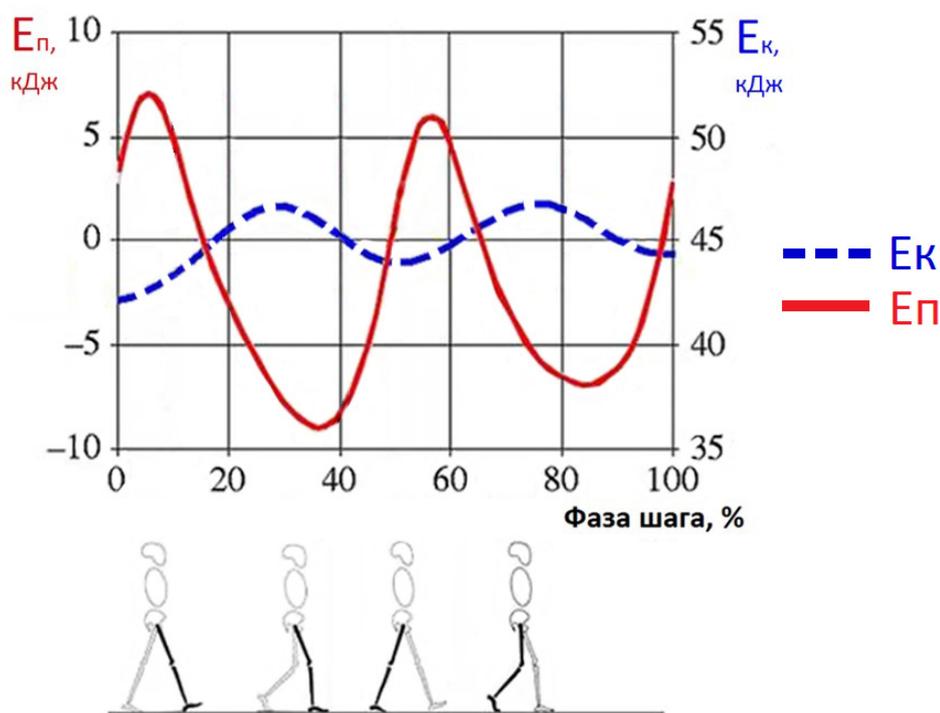


Рис. 2. Изменение энергии в процессе ходьбы

В результате ампутации части нижней конечности у человека нарушается симметрия не только геометрическая, но и статическая, динамическая и кинестетическая, причем тем большая, чем выше уровень ампутации или значительны нарушения опорно-двигательной и нервной системы конечностей в результате заболевания.

При реабилитации пациентов с ампутацией нижних конечностей принято анализировать временные характеристики шага, углы в тазобедренном, коленном, голеностопном суставах при ходьбе, силовые реакции при взаимодействии с опорной поверхностью [5]. В последние годы в связи с появлением бионических протезов регистрируются биопотенциалы в местах расположения двигательных нейронов во время ходьбы или в процессе выполнения других двигательных тестов.

### Результаты

Авторами предлагается роботизированный комплекс для реабилитации инвалидов с ампутацией нижних конечностей, конструкция которого приведена на рис. 3. В состав комплекса входят приборная стойка, беговая дорожка, оснащенная пандусом и перилами для безопасности пациента, и персональный компьютер.

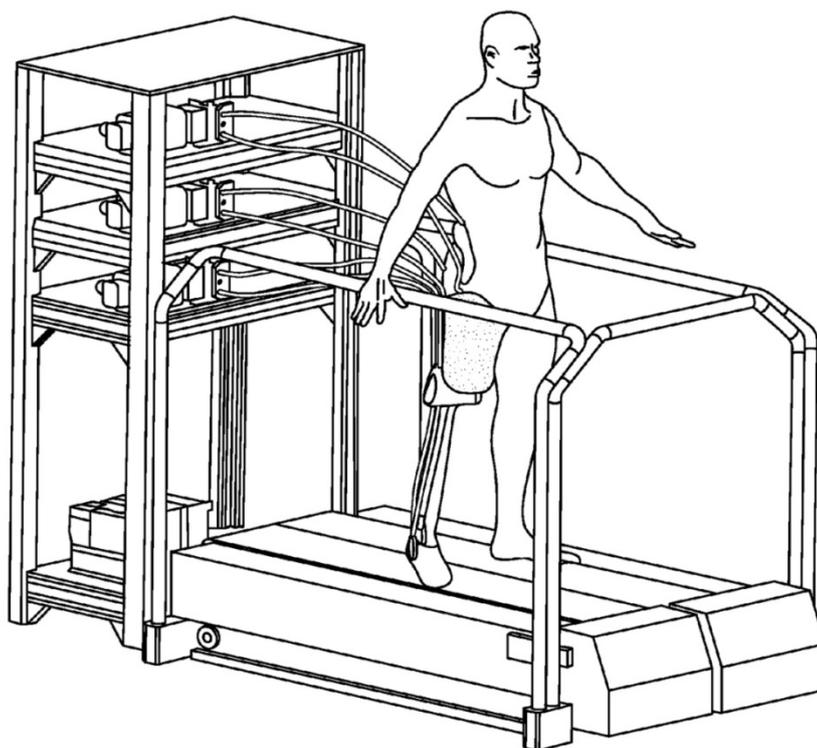


Рис. 3. Роботизированный комплекс для реабилитации инвалидов с ампутацией нижних конечностей

В процессе контроля двигательной активности пациента с помощью предлагаемого комплекса можно проводить исследование временных и кинематических параметров ходьбы, динамических параметров силового взаимодействия нижних конечностей с опорной поверхностью, регистрировать электромиографические показатели.

Принцип работы роботизированного комплекса можно проиллюстрировать с помощью структурной схемы, представленной на рис. 4.

Структурная схема содержит узел измерения углов поворота тазобедренного и коленного суставов соответственно правой и левой ноги, узел измерения параметров ЭМГ-сигнала, узел измерения силы реакции, интегральную систему сбора данных об измеренных параметрах, контроллер приводов и исполнительные механизмы соответственно правой и левой ноги.

Первичные измерительные преобразователи (ПИП) углов прикрепляются с помощью манжет к нижним конечностям человека (тазобедренному и коленному суставам соответственно правой и левой ноги). ПИП для измерения силы реакции выполнены в виде тензометрических стелек, помещаемых в обувь пациента.

Поверхностные электроды для регистрации ЭМГ прикрепляются в местах расположения двигательных единиц и фиксируются любым доступным способом (например, медицинским лейкопластырем). С целью снижения наводок нормирующие усилители располагаются в непосредственной близости от ПИП и электродов. В приборной стойке расположены источники питания, блоки обработки сигналов с датчиков и электродов, а также

контроллер приводов. Исполнительные механизмы выполнены в виде жестких звеньев, прикрепляемых с помощью манжет к нижним конечностям пользователя.

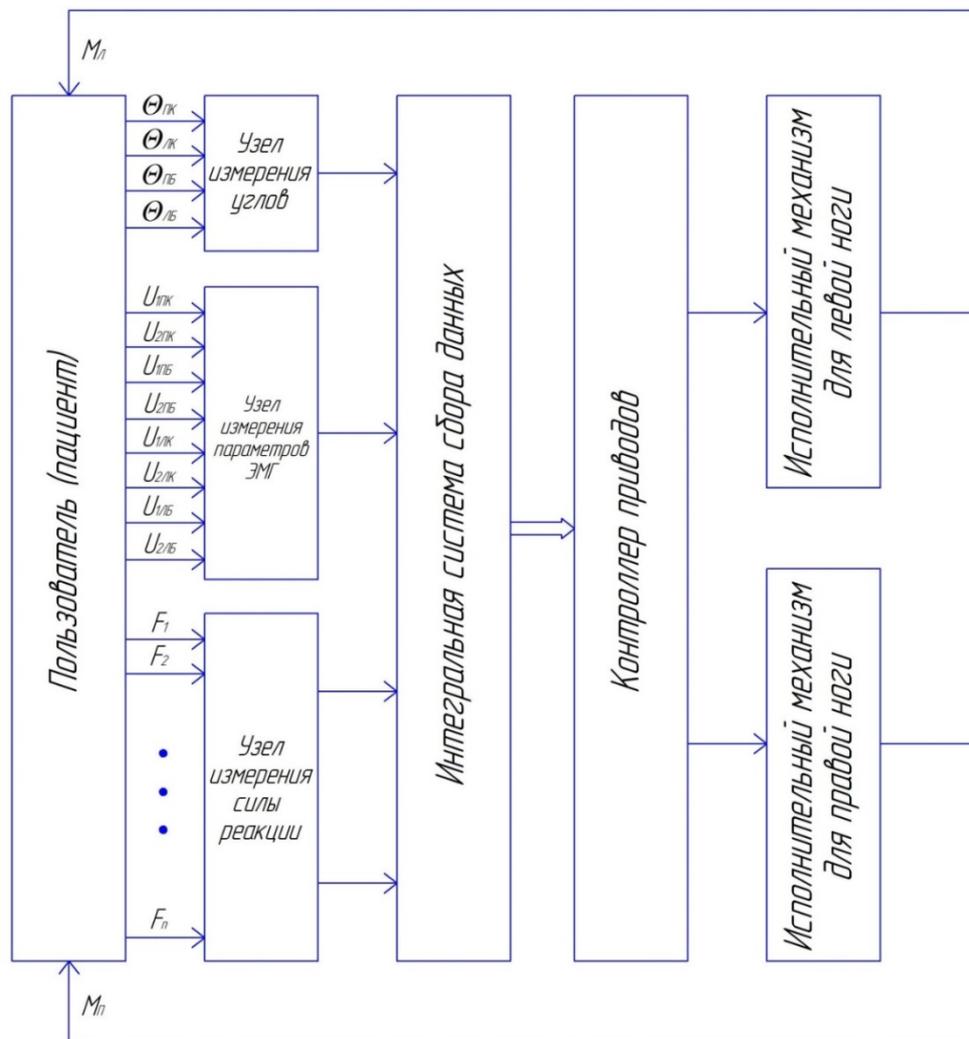


Рис. 4. Структурная схема роботизированного комплекса для реабилитации инвалидов с ампутацией нижних конечностей

Система работает следующим образом. Пациента помещают на беговую дорожку роботизированного комплекса и на нем закрепляют датчики, электроды и исполнительные устройства. Оператор включает беговую дорожку; контроллер комплекса подает силовое воздействие, и пациент начинает движение. ПИП измеряет суставные углы, с электродов снимаются биопотенциалы мышечной активности. Сигналы ЭМГ поступают в узел измерения параметров ЭМГ, где происходит их усиление и фильтрация. Затем отфильтрованный сигнал поступает в интегральную систему сбора данных для дальнейшей обработки. Также в интегральную систему сбора данных поступают данные с узлов измерения углов и силы реакции. Интегральная система сбора

данных обрабатывает полученные сигналы и подает сигнал на контроллер приводов, управляющий исполнительными механизмами.

### **Выводы**

Реализованная в роботизированном комплексе обратная связь позволяет системе управления эффективнее осуществлять реабилитацию, подбирая и заменяя соответствующие приводы для поддержания голеностопных, коленных и тазобедренных суставов пациента, нуждающегося в помощи.

Внедрение предложенного комплекса в реабилитационную практику позволит освободить ампутантов от ношения тяжелых блоков типа аккумуляторных батарей и блоков обработки сигналов, что, в свою очередь, делает его походку, приближенной к естественной.

### **Библиографический список**

1. ГОСТ Р 53871-2010. Методы оценки реабилитационной эффективности протезирования нижних конечностей. – Москва : Стандартинформ, 2012. – 12 с.
2. Скворцов, Д. В. Клинический анализ движений (анализ походки) : учеб. для вузов / Д. В. Скворцов. – Москва : НМФ МБН, 1996. – 344 с.
3. Дубровский, В. И. Биомеханика : учебник для высших и средних заведений / В. И. Дубровский, В. Н. Федорова. – Москва : ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
4. Витензон, А. С. Зависимость биомеханических параметров от скорости ходьбы. Протезирование и протезостроение : учебник для вузов / А. С. Витензон. – Москва : РАЕК, 1974. – 385 с.
5. Капанджи, А. И. Руководство по протезированию и ортезированию. Нижняя конечность. Функциональная анатомия : учебник для вузов / А. И. Капанджи. – Санкт-Петербург : Медицина, 2009. – 178 с.

### **References**

1. GOST R 53871-2010. *Metody otsenki reabilitatsionnoy effektivnosti protezirovaniya nizhnikh konechnostey* [GOST R 53871-2010. Methods for evaluating the rehabilitation effectiveness of lower limb prosthetics]. Moscow: Standartinform, 2012, 12 p. [In Russian]
2. Skvortsov D. V. *Klinicheskiy analiz dvizheniy (analiz pokhodki): ucheb. dlya vuzov* [Clinical analysis of movements (gait analysis): textbook for universities]. Moscow: NMF MBN, 1996, 344 p. [In Russian]
3. Dubrovskiy V. I., Fedorova V. N. *Biomekhanika: uchebnik dlya vysshikh i srednikh zavedeniy* [Biomechanics: textbook for higher and secondary schools]. Moscow: VLADOS-PRESS, 2003, 672 p. [In Russian]
4. Vitenzon A. S. *Zavisimost' biomekhanicheskikh parametrov ot skorosti khod'by. Protezirovanie i protezostroenie: uchebnik dlya vuzov* [The dependence of the biomechanical parameters of walking speed. Prosthetics and prosthetics: textbook for universities]. Moscow: RAEK, 1974, 385 p. [In Russian]
5. Kapandzhi A. I. *Rukovodstvo po protezirovaniyu i ortezirovaniyu. Nizhnyaya konechnost'. Funktsional'naya anatomiya: uchebnik dlya vuzov* [Guide to prosthetics and orthosis. Lower extremity. Functional anatomy: textbook for universities]. Saint-Petersburg: Meditsina, 2009, 178 p. [In Russian]

---

**Солодимова Галина Анатольевна**  
кандидат технических наук, доцент,  
кафедра информационно-измерительной  
техники и метрологии,  
Пензенский государственный  
университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: solodimova@mail.ru

**Solodimova Galina Anatolevna**  
candidate of technical sciences,  
associate professor,  
sub-department of information-measuring  
equipment and metrology,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Спиркин Андрей Николаевич**  
аспирант,  
Пензенский государственный  
университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: Spirkin.andre@yandex.ru

**Spirkin Andrey Nikolaevich**  
postgraduate student,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Саракуца Сергей Викторович**  
студент,  
Пензенский государственный  
университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: toph3@yandex.ru

**Sarakutsa Sergey Viktorovich**  
student,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

---

Образец цитирования:

Солодимова, Г. А. Роботизированный комплекс для реабилитации инвалидов с ампутацией нижних конечностей / Г. А. Солодимова, А. Н. Спиркин, С. В. Саракуца // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2019. – № 4 (32). – С. 96–103.